

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平5-335094

(43)公開日 平成5年(1993)12月17日

(51)IntCl. <sup>5</sup>	識別記号	府内整理番号	F I	技術表示箇所
H 05 G 1/64		B 8119-4C		
A 61 B 6/00	3 0 0 A	9163-4C		
	3 2 0 Z	9163-4C		
H 05 G 1/34		C 8119-4C		

審査請求 未請求 請求項の数1(全6頁)

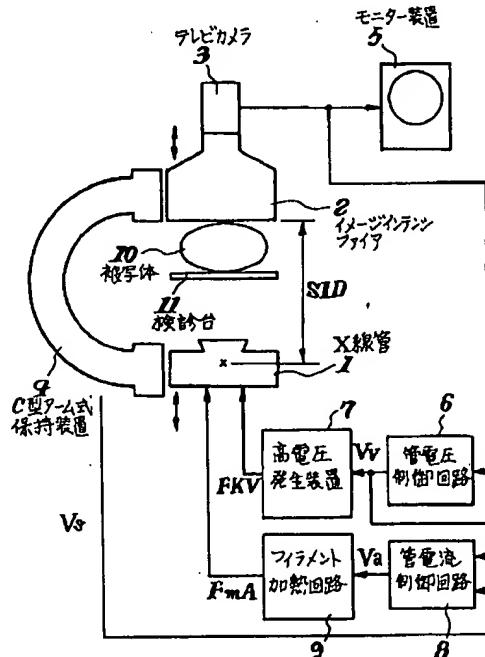
(21)出願番号	特願平4-165369	(71)出願人	000001993 株式会社島津製作所 京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地
(22)出願日	平成4年(1992)5月31日	(72)発明者	田中 恒 京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地株式会社島津製作所三条工場内
		(72)発明者	藤野 良幸 京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地株式会社島津製作所三条工場内
		(72)発明者	田中 修二 京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地株式会社島津製作所三条工場内
		(74)代理人	弁理士 佐藤 祐介

(54)【発明の名称】 X線診断装置

(57)【要約】

【目的】 被写体の被曝線量を増大させず、かつ安定した透視画像を得る。

【構成】 管電圧制御回路6は、被写体10を透過したX線出力をフィードバックして制御電圧Vvを高電圧発生回路7に与えてFKVを制御する。この制御電圧Vvと、S I D対応電圧Vsとが管電流制御回路8に入力され、基本的にはVvに比例するがS I Dに応じて制限された管電流制御電圧Vaを得て、これをフィラメント加熱回路9に送りFmAを制御する。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 X線を照射するX線管と、被写体を透過したX線が入射するイメージインテンシファイアおよびこれに結合されたテレビカメラと、このテレビカメラからの画像信号が入力されてX線透視像を表示するモニター装置と、上記X線管に高電圧の管電圧を与えるとともにフィラメント加熱電流を与える電源装置と、被写体透過X線出力に応じた信号をフィードバックして上記電源装置に管電圧制御信号を与える管電圧制御回路と、X線管焦点とイメージインテンシファイア入力面間距離に応じた距離信号と上記管電圧制御信号とが入力され、管電圧制御信号に比例するとともに上記の距離信号に対応して制限された管電流制御信号を発生してこれを上記電源装置に与える管電流制御回路とを備えることを特徴とするX線診断装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【産業上の利用分野】この発明は、医療用X線診断装置に関し、とくにその透視管電流制御回路の改良に関する。

## 【0002】

【従来の技術】X線診断装置では、X線透視画像をイメージインテンシファイアで画像変換しテレビカメラで撮像してテレビモニターによって表示するとともに、必要に応じてX線フィルムへ撮影する。透視時にはフィルムは退避しており、撮影時にフィルムがイメージインテンシファイアの前面に搬送される。透視は低いX線量で行ない、撮影時には大線量のX線を曝射する。そのため、X線制御装置によって高電圧発生器を制御し、透視時と撮影時とでX線管の条件を変更する。

【0003】従来、透視時には管電圧の設定範囲は50～125KV、管電流の設定範囲は0.5～3.0mA程度とするのが一般的であり、使用者は被写体厚さ及びX線管焦点・イメージインテンシファイア入力面間の距離(SIDと略す)に応じて透視管電圧(FKVと略す)を変化させて必要な透視画像の明るさを得ている。多くの場合、透視画像の輝度調整は、X線出力を別個に設けたフォトマルチブライアによって検出したり、画像の輝度信号によって検出し、これをFKVにフィードバックする自動輝度調整系によって行なわれる。また、SIDに応じた発生X線制御は行なわないので普通である。そして、透視時の管電流(FmAと略す)はFKVに依存して上記の範囲で変化するが、通常、そのFKV依存度は小さいことから、透視画像輝度はほとんどFKVのみによる制御であると言える。

## 【0004】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、従来のようなX線出力のFKVへのフィードバックによる透視時の画像輝度自動調整系では、被写体に対する被曝線量が増大することがある、安定した透視画像が得られない

い、などの問題がある。

【0005】すなわち、SIDに応じた発生X線量制御を行なわないため、SIDが短い場合に被写体被曝線量が増大する問題、反対にSIDが長い場合にはX線量不足による画像が劣化する問題、どちらかあるいは両方が発生するおそれがある。つまり、被写体の被曝線量はSIDによって変化するものであるが、これを考慮していないので、被曝線量を米国のFDA規格等に定められた一定値以下に抑制できない。また、FKVが110KV以上に上昇したときは透視画像のコントラストが悪くなり、臨床価値の低下した画像しか得られない。さらにFKVの上昇時のFmAの増加量が小さいため、被写体の変化に対して容易にFKVが大きく変化してしまい、安定した透視画像が得られない。

【0006】この発明は上記に鑑み、SIDが短くなつても被写体の被曝線量を増大させず、かつ安定した透視画像を得ることができるように改善した透視管電流制御回路を備えた、X線診断装置を提供することを目的とする。

## 【0007】

【課題を解決するための手段】上記の目的を達成するため、この発明によれば、X線診断装置において、X線管およびイメージインテンシファイアを支持する機械装置等から得られるSID対応信号と、管電圧制御回路で得られる管電圧制御信号とを用い、管電圧制御信号に比例する管電流制御信号を得るとともに、この管電流制御信号をSID対応信号で制限し、このように制限された管電流制御信号を電源装置に与えて透視時の管電流を制御することが特徴となっている。

## 【0008】

【作用】管電流制御信号は基本的には管電圧制御信号に比例したものとなるので、管電流制御信号の管電圧制御信号に対する依存度を上げることにより、透視時の被写体の変化に対する管電圧依存度を下げるとともに管電流依存度を上げて、透視時の管電圧が容易に変化せず安定な高画質の透視画像を得ることができる。

【0009】また、管電流制御信号は基本的には管電圧制御信号に比例したものでありながら、SID対応信号により制限される。そのため、SIDに応じた適正な透視X線量を出力することができ、SIDが短いときの被写体被曝X線量の増大を抑えることができる。

## 【010】

【実施例】以下、この発明の一実施例について図面を参考しながら詳細に説明する。図1はこの発明を適用したアンダーチューブ方式のC型アーム式X線診断装置を示すもので、X線管1とイメージインテンシファイア2とが対向した状態でC型アーム式保持装置4によって保持されている。イメージインテンシファイア2にはテレビカメラ3が結合されており、そこで得られた画像信号がモニター装置5に送られる。

【0011】X線管1とイメージインテンシファイア2とはその間の距離S1Dが変化できるように、互いに前進・後退できるようC型アーム式保持装置4によって保持されている。このS1Dはこの実施例では700~1150mmまで変化可能であり、これに比例した電圧VsがこのC型アーム式保持装置4から得られる。このX線管1とイメージインテンシファイア2との間の空間に、検診台11に乗せられた被写体10が挿入される。

【0012】X線管1には、高電圧発生装置7から高電圧の管電圧が与えられ、またフィラメント加熱回路9からフィラメント加熱電流が与えられてその管電流が制御される。これら高電圧発生装置7とフィラメント加熱回路9とがX線管1の電源装置をなす。

【0013】X線管1からX線が曝射され、被写体10と透過してイメージインテンシファイア2に入射し、テレビカメラ3からX線透視画像信号が得られ、これがモニター装置5に送られ、その画面にX線透視画像が表示される。この画像信号は、表示画像の輝度を表わすものとして管電圧制御回路6に送られ、管電圧制御電圧Vvが得られる。高電圧発生装置7は、この電圧Vvに対応したFKVを発生する。このようなフィードバック制御系により、被写体10の厚さやS1Dに応じて画像の輝度が最適となるようなX線出力の自動制御が行なわれる。

【0014】なお、管電圧制御回路6に入力する被写体透過X線量に対応した出力は、上記のように画像信号を用いるのではなく、別途に被写体10を透過したX線が入射するよう設けたフォトマルチプライア（図示しない）より得ることもできる。

【0015】上記の管電圧制御電圧Vvは管電流制御回路8にも与えられる。この管電流制御回路には上記のS1D対応電圧Vsも入力される。管電流制御回路8はこれらから、Vvに比例するがVsで制限された管電流制御電圧Vaを発生し、これをフィラメント加熱回路9に与える。フィラメント加熱回路9は、外部から与えられた電圧Vaに対応したフィラメント電流をX線管1に流してその管電流（FmA）を制御する。

【0016】管電流制御回路8は、たとえば図2のように主に8個の演算増幅器81~88によって構成される。VvはVv1として入力されるが、このVv1はたとえば図3に示すように50~120KVのFKVに比例した電圧（5V/100KV）となっている。このVv1が演算増幅器81に入力され、その出力に図4で示すようなVv2となって現われる。すなわち、可変抵抗器91を調整することによってバイアス電圧を定めるとともに、可変抵抗器92を調整することによってその傾きを定める。さらに、可変抵抗器93によって調整されたバイアス電圧を加えられ、演算増幅器82の出力に図5に示すような電圧Vv3が現われる。

【0017】一方、S1Dに比例した電圧VsはVs1

として入力されるが、これは図6に示すようなものとなっているので、演算増幅器84、85に通すことにより図7で示すような、S1Dの最小値（この例では700mm）でゼロボルトとなり、S1Dの増加に比例して増加する電圧Vs2に変換する。可変抵抗器94はバイアス電圧を調整することによってS1Dの最小値でゼロボルトとなるようにするためのものであり、可変抵抗器95はその傾きを調整するためのものである。

【0018】さらに、演算増幅器86において可変抵抗器96で決まる電圧が加算され、演算増幅器87の出力には図8で示すような電圧Vs3が得られる。

【0019】この電圧Vs3を生じている演算増幅器87の出力は演算増幅器88とダイオード89とを介して、演算増幅器83の出力側に接続されている。この演算増幅器83の入力には上記の電圧Vv3が与えられているので、この電圧Vv3がVs3よりも高い場合には、演算増幅器83の出力からダイオード89および演算増幅器88を経て電流が引き込まれ、電圧Vv3がVs3にクランプされる。そのため、Vv3がVs3よりも低いときはそのままVaとして出力されるが、Vv3がVs3よりも高いときはVaはVs3の値に制限される。

【0020】その結果、この管電流制御回路8から出力され制御電圧Vaは、図9に示すように、基本的にFKVに比例したものとなるが、S1Dにより制限されたものとなる。S1Dは最短（700mm）から最長（1150mm）まで連続的に変化し図9のように不連続なものではないが、ここでは代表的な5点について不連続な形で図示している。

【0021】図8の電圧Vs3を定めるについては、実際にX線管1とイメージインテンシファイア2との間に線量計を置いて、FKVを許容される最高の値（たとえば110KV）としてX線を曝射し、線量を測定する。線量計は実際の被写体位置（たとえばイメージインテンシファイア2の入力面の前方30cmの位置）に置き、その位置における線量率が10R/min（2.58×10<sup>1</sup>c/kg）となるようなFmAを、各S1Dについて求める。こうして求めた、S1Dに対するFmA特性に対応するよう図8に示す電圧Vs3の特性を定めるのである。換言すると、これにより、各S1Dについての最大許容FmAを定めることになる。

【0022】図9から、S1Dが大きいときは、FKVの上昇に比例してFmAが増加し続け、S1Dで許容されるFmA以上になるとFKVが増加してもFmAは飽和し、増加せずに横ばいとなることが分かる。このFmAのFKVに対する依存度（比例係数）は2mA/10KV程度と比較的大きなものとする。

【0023】そのため、被写体10が変化したとき、安定した良好な透視画像を得ることができる。すなわち、被写体10が厚い場合には、管電圧制御回路6によるフ

ィードバック制御のため、 $FKV$ が上昇させられるが、それに比例して $FmA$ も増大するため、 $FKV$ が下げる方向に作用し、 $FKV$ の上昇が抑えられ、 $FKV$ が上昇し過ぎて画像のコントラストが悪くなるという不都合を避けることができる。また $SID$ に応じて最大 $FmA$ が自動的に制限され、どのような $SID$ でも上記の値以上の線量率とはならないため、被写体10に対する過度のX線被曝を防止することができる。

【0024】逆に、人間の手、足等の薄い被写体10に對しては、管電圧制御回路6によるフィードバック制御によって $FKV$ が降下させられるが、それに比例して $FmA$ も少なくなるため、 $FKV$ が上げられる方向に作用し、 $FKV$ が下がり過ぎることが防止される。

【0025】このように被写体10の変化に対する $FKV$ の依存度が下げられ、相対的に $FmA$ の依存度が上げられるので、 $FKV$ が容易に変化しないものとなり、透視画像が安定なものとなる。

【0026】なお、この発明は図示のアンダーチューブ方式のC型アーム式X線診断装置以外に種々のX線診断装置に適用できることはもちろんである。

【0027】

【発明の効果】以上説明したように、この発明のX線診断装置によれば、透視時の管電流は基本的には管電圧に比例したものとなるとともにSIDに応じて制限されたものとなるので、SIDが短いときの被写体被曝X線量の増大を抑えることができるとともに、透視時の被写体の変化に対する管電圧依存度を下げ管電流依存度を上げることにより、透視時の管電圧が容易に変化しないようになり、安定な高画質の透視画像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】この発明の一実施例の模式図。

\* 【図2】同実施例の管電流制御回路の回路図。

【図3】同管電流制御回路における電圧 $Vv1$ の特性を表わす図。

【図4】同管電流制御回路における電圧 $Vv2$ の特性を表わす図。

【図5】同管電流制御回路における電圧 $Vv3$ の特性を表わす図。

【図6】同管電流制御回路における電圧 $Vs1$ の特性を表わす図。

10 【図7】同管電流制御回路における電圧 $Vs2$ の特性を表わす図。

【図8】同管電流制御回路における電圧 $Vs3$ の特性を表わす図。

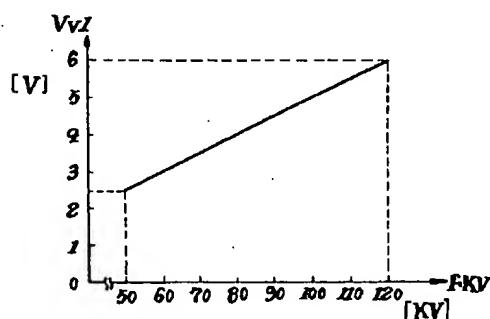
【図9】同管電流制御回路における電圧 $Va$ の特性を表わす図。

【符号の説明】

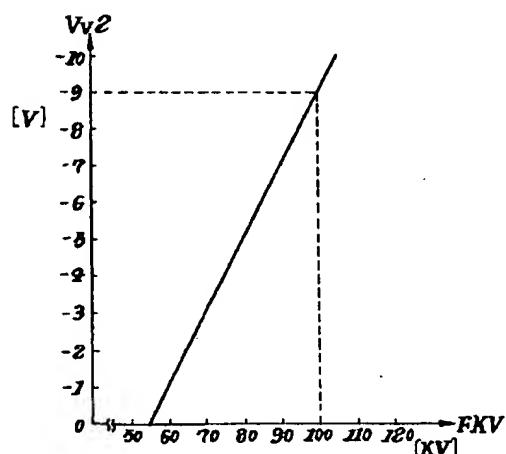
1	X線管
2	イメージインテンシファイア
3	テレビカメラ
20 4	C型アーム式保持装置
5	モニター装置
6	管電圧制御回路
7	高電圧発生装置
8	管電流制御回路
9	フィラメント加熱回路
10	被写体
11	検診台
81~88	演算増幅器
89	ダイオード
30 91~96	可変抵抗器

\*

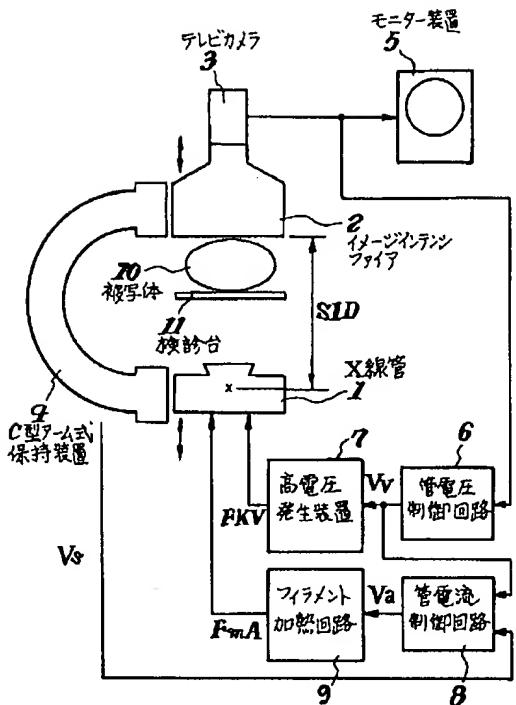
【図3】



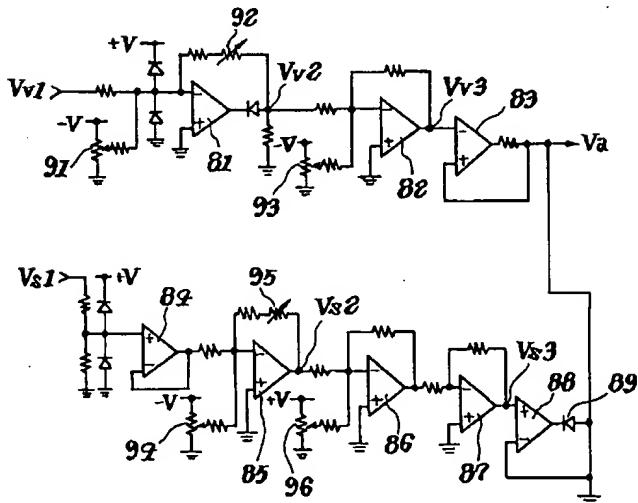
【図4】



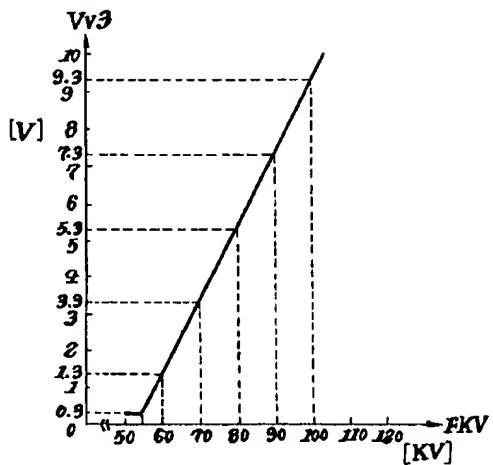
【図1】



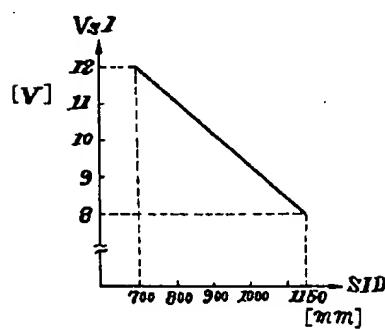
【図2】



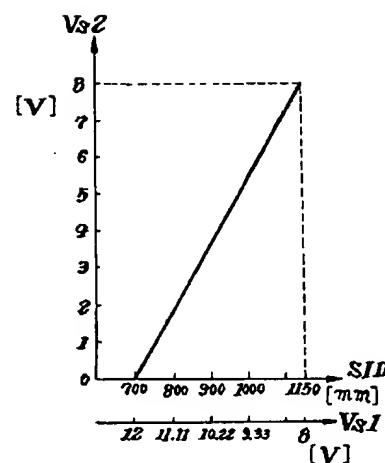
【図5】



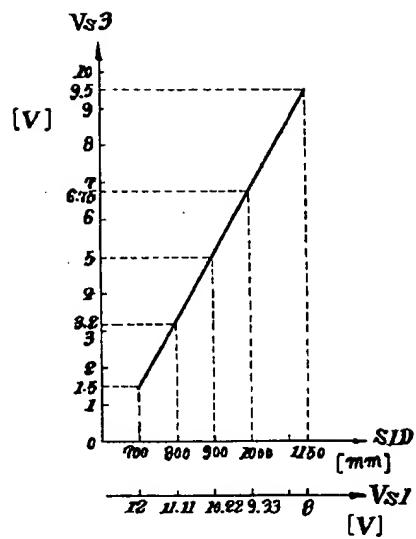
【図6】



【図7】



【図8】



【図9】

